

ELECTRODE ASSEMBLY FOR A SURGICAL INSTRUMENT PROVIDED FOR CARRYING OUT AN ELECTROTHERMAL COAGULATION OF TISSUE

Publication number: JP2002532186 (T)

Publication date: 2002-10-02

Inventor(s):

Applicant(s):

Classification:

- international: A61B18/12; A61B18/14; A61B18/22; A61B17/00; A61B18/00; A61B18/20; A61B19/00; A61B18/12; A61B18/14; A61B18/20; A61B17/00; A61B18/00; A61B19/00; (IPC1-7): A61B18/12

- European: A61B18/14

Application number: JP20000589101T 19991217

Priority number(s): DE19981058599 19981218; WO1999EP10079 19991217

Also published as:

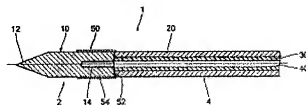
 WO0036985 (A2)
 WO0036985 (A3)
 US6723094 (B1)
 US2004176761 (A1)
 US2009118732 (A1)

more >>

Abstract not available for JP 2002532186 (T)

Abstract of corresponding document: **WO 0036985 (A2)**

The invention relates to a surgical instrument which is provided for carrying out an electrothermal coagulation of tissue. The instrument contains a front cylinder which is situated at the distal end of the instrument and which has distal tip. The inventive instrument also comprises an oblong support and two interspaced cylindrical or strip-like electrodes which are situated at or on the support and which can be connected to a high frequency alternating current source.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2002-532186

(P2002-532186A)

(43) 公表日 平成14年10月2日 (2002.10.2)

(51) Int.CI¹

識別記号

P I

Fコード^{*} (参考)

A 61 B 18/12

A 61 B 17/39

3 2 0

4 C 0 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 68 頁)

(21) 出願番号 特願2000-589101 (P2000-589101)
 (56) (22) 出願日 平成11年12月17日 (1999.12.17)
 (56) 翻訳文提出日 平成13年6月18日 (2001.6.18)
 (66) 国際出願番号 PCT/EP99/10079
 (87) 国際公開番号 WO00/86985
 (87) 国際公開日 平成12年6月29日 (2000.6.29)
 (31) 優先権主張番号 198 58 599.3
 (32) 優先日 平成10年12月18日 (1998.12.18)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

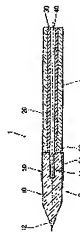
(71) 出願人 ツェロン・アクテングゼルシャフト・メ
 ディカル・インストルメンツ
 CELON AG MEDICAL IN
 STRUMENTS
 ドイツ連邦共和国デー14513チルトヴ、
 ヴァルチシュトラッセ21番
 (72) 発明者 カイ・デジンガー
 ドイツ連邦共和国デー12157ベルリン、
 ルーベンスシュトラッセ108番
 (74) 代理人 弁理士 青山 儀 (外2名)
 Fターム (参考) 4C06B 4C06C 4C10 4C13 4C20 4C24

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織内の熱電凝固用外科器具のための能動配器体

(57) 【要約】

器具の遠位端部にある、遠位尖端を持つ前部シリンダ、
 電長い駆体および高周波交流電源に接続可能な、駆体で
 のまたはその上の二つの能動配器された円筒状または帯
 状電極を含む、組織の熱電凝固用外科器具。



(2)

特表2002-532186

【特許請求の範囲】

【請求項1】 組織内の熱電凝固用外科器具のための電極配置体であって、
遠位尖端（12）と円筒状第1電極（2）を備えて、上記器具の遠位端部に配
置された導電性前部シリンダ（10）と、

円筒状第2電極（4）を備えて前部シリンダに近位側で隣接する管状外部導体
（20）と、

前部シリンダ（10）および外部導体（20）の間の絶縁要素（50）とを含
んでおり、上記電極（2、4）は交流電源に接続可能である、外科器具のための
電極配置体において、

上記外部導体（20）中の棒状内部導体（40）と、内部導体（40）および
外部導体（20）の間の絶縁管（30）とによって特徴付けられる、外科器具の
ための電極配置体。

【請求項2】 絶縁要素（50）は、前部シリンダ（10）と外部導体（20）との間に径方向仕切り（52）を有し、該仕切りは、その外縁で円筒状のケーシング壁（54）となり、該ケーシング壁は、前部シリンダ（10）及び／又は外部導体（20）を所定の軸方向長さ部分に亘って、それに密接に適合する関係で包圍し、そして内部導体（40）は絶縁要素（50）の仕切り（52）を通して前部シリンダ（10）に接続可能であることを特徴とする、請求項1に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項3】 絶縁要素（50）は、それを通して内部導体（40）が延びる所定の軸方向長さの環状体（58）の形式であり、そして前部シリンダ（10）および外部導体（20）は環状体の端部に当接することを特徴とする、請求項1に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項4】 外部導体（20）および前部シリンダ（10）は実質的に同じ外径であることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項5】 絶縁要素（50）の仕切り（52）およびケーシング壁（54）は、薄い絶縁層の形式で前部シリンダ（10）に取り付けられることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

(3)

特表2002-532186

【請求項6】 前部シリンダ（10）はねじ接続（14）によって内部導体（40）に取り外し可能に取り付けられることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項7】 ねじ接続（14）を形成するために、遠位端部の内部導体（40）は、前部シリンダ（10）の対応雌ねじにねじ込むことができる雄ねじを有することを特徴とする、請求項6に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項8】 絶縁管（30）は外部導体（20）と共に遠方で終端し、そして絶縁要素（50）の仕切り（52）に当接することを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項9】 内部導体（40）、外部導体（20）、絶縁要素（50）および絶縁管（30）は弾性材料からなり、且つ可撓性であることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項10】 内部導体（40）および外部導体（20）は剛体であることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項11】 前部シリンダ（10）はチタンまたはアルミニウムであり、そして絶縁要素は前部シリンダ（10）上のTiまたはAlの酸化物層の形式で表面陽極酸化されることを特徴とする、請求項5に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項12】 外部導体（20）および前部シリンダ（10）はそれらの軸長に亘って真直ぐに延び、そして相互に同軸配列関係で配置されることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項13】 器具は長手方向に角度を持って延びることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項14】 外部導体（20）は絶縁要素（50）によって覆われない全部の長手部分に亘って第2円筒状電極（4）を形成することを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項15】 前部シリンダ（10）は絶縁要素によって覆われないその全部の長手部分に亘って第1電極（2）を形成することを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

(4)

特表2002-532186

【請求項16】 内部導体(40)および前部シリンダ(10)は、前部シリンダ(10)の遠位先端(12)から発し且つレーザー信号が供給されることのできる光導波路(60)を含む、中央中空ダクトを持つことを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項17】 前部シリンダ(10)または器具の近位側で隣接する長手部分は半透明または部分的半透明材料を有しおよび中央開口部に外部へ散乱光を放出する光源を含むことを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項18】 絶縁環状体(58)は半透明または部分的半透明材料を有することを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項19】 その光が絶縁環状体(58)を通して散乱光の形式で発する光源が絶縁環状体(58)内に配置されていることを特徴とする、請求項18に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項20】 内部導体は、絶縁環状体(58)に終端しかつ光導波路(60)を容れる中空ダクトを長手方向に持ち、並びに、

環状体(58)の領域で内部導体(40)は光導波路のファイバーコア中に径方向に延びる切り込み部(42)を持ち、かつ半透明または部分的半透明材料の絶縁環状体(58)を通して外部へ、散乱光の形式で光導波路(60)から横方向へ発する光を放出する光源を形成することを特徴とする、請求項1および3から15の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項21】 前部シリンダ(10)の先端(12)は円錐形構造に終端することを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項22】 前部シリンダ(10)の先端(12)は楔形構造中に終端することを特徴とする、請求項1から20の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項23】 遠位先端(12)を備える器具の遠位端部の前部シリンダ(10)と、

(5)

特表2002-532186

前部シリンダ(10)に近位側で隣接する電氣的絶縁担体(70)と、
交流電源に接続可能な、担体上の少なくとも二つの隣隔電極(2、4)とを含み、

電極(2、4)は帯状構造で担体(70)に沿って延びることを特徴とする、
組織中の熱電凝固用外科器具のための電極配置体。

【請求項24】 電極(2、4)は担体(70)の縦軸に平行に延びることを特徴とする、請求項23に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項25】 担体(70)は長手方向に均一な断面であり、および電極(2、4)は担体断面上で相互に直径的に反対側に配置されていることを特徴とする、請求項23または請求項24に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項26】 電極(2、4)は隣隔配置された螺旋線に沿って担体(70)上で延在することを特徴とする、請求項23から25の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項27】 担体(70)は外部に配置された絶縁コーティング(72)を備える金属管(71)の形式であることを特徴とする、請求項23から26の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項28】 金属管(71)は絶縁層(72)としてその表面にTi層またはAl層を着けるチタンまたはアルミニウムの外部層を含むことを特徴とする、請求項27に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項29】 光導波路(60)がそれを通過する担体の長手方向の中空ダクト(76)によって特徴付けられる、請求項23から28の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項30】 前部シリンダ(10)の先端(12)は円錐形構造であることを特徴とする、請求項23から29の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項31】 前部シリンダ(10)の先端(12)は楔形構造であることを特徴とする、請求項23から29の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項32】 電極(2、4)は薄い伝導層の形式で担体(70)に適用

(5)

特表2002-532186

されることを特徴とする、請求項23から31の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項33】 担体(70)は可撓性材料を有することを特徴とする、請求項23から32の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項34】 担体(70)は、その絶縁外側シース(64)上に電極(2、4)が帯状でかつ弾性的に適用される光導波路(60)であることを特徴とする、請求項33に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項35】 担体(70)は剛性材料を有することを特徴とする、請求項23から32の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項36】 器具の遠位端部(10)にある前部シリンダと、
前部シリンダ(10)に近位側で隣接する細長い担体(70)と、
担体(70)の長手方向に延在し且つ交流電源に接続可能な二つの電極(2、4)とを含み、

担体(70)は、長手方向に延在し、一つ以上の絶縁スペーサ要素によって一対に結合され且つ電極(2、4)を形成する、外部に配置された自立型の金属バープロファイル部材(76)を含むことを特徴とする、組織中の熱電凝因用外科器具のための電極配置体。

【請求項37】 光導波路(60)はスペーサ要素としてのバープロファイル部材(76)間で長手方向に通過されることを特徴とする、請求項36に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項38】 光導波路(60)はバープロファイル部材間に横方向に可視的に延在することを特徴とする、請求項37に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項39】 バープロファイル部材(76)の断面は円区域のセグメントに対応することを特徴とする、請求項36から38の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項40】 長手方向に均一であるバープロファイル部材(76)の断面は管の周辺部分に対応することを特徴とする、請求項36から39の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

(7)

特表2002-532186

【請求項41】 パープロフィール部材(76)は光導波路(60)の外側シース(61)上で相互に相対する関係に配置されることを特徴とする、請求項40に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項42】 器具の遠位端部にある前部シリンダ(10)と、前部シリンダ(10)の近位側背後の少なくとも一つの細長い電気的に絶縁性の担体(70)と、

二つの隣隔配置された円筒状電極(2、4)と、

担体(70)を通る長手方向の中空ダクト(76)と、そして、

電極を交流電源に接続するために中空ダクト(76)を通過させられる接続線(90)とを含み、

電極(2、4)は担体と長手方向に同軸配列で互いから所定の間隔で配置された金属の円筒状管部分(82、84)であることを特徴とする、組織中の熱電凝固用外科器具のための電極配置体。

【請求項43】 担体(70)は絶縁材料の可撓性管であることを特徴とする、請求項42に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項44】 中央開口部(14)が前部シリンダ(10)内に中空ダクト(76)の延長として設けられ、その中にその接続線(104)が中空ダクト(76)を通して器具の近位端部へ取り出される温度センサ(100)が配置されていることを特徴とする、請求項42または請求項43に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項45】 前部シリンダの外径は電極の外径に略対応することを特徴とする、請求項42から44の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項46】 電極(2、4)の軸方向長さはそれらの直径よりも大きいことを特徴とする、請求項42から45の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項47】 電極(2、4)の軸方向長さはそれらの直径の2倍よりも大きいことを特徴とする、請求項42から46の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項48】 二つの電極(2、4)の間隔は電極(2、4)の外径に略

(8)

特表2002-532186

等しいかまたはそれより小さいことを特徴とする、請求項42から47の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項49】 遠位前部シリンダ(10)は絶縁材料または金属を有することを特徴とする、請求項42から47の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項50】 前部シリンダ(10)の開口部(14)中の温度センサ(100)は合成樹脂または接着ベッド(102)中に埋め込まれていることを特徴とする、請求項32から49の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項51】 電極(2、4)の外径は前部シリンダ(10)の外径に対応し、そして電極(2、4)間の中間空間は電極(2、4)の外径まで絶縁材料で充填されることを特徴とする、請求項50に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項52】 第1電極(2)は前部シリンダ(10)上で所定の長さだけ軸に沿って遠位方向に延びることを特徴とする、請求項42から51の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項53】 電極(2、4)は自立金属管部分から形成されることを特徴とする、請求項42から52の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項54】 第1電極(2)は前部シリンダ(10)と絶縁管状第1担体(70a)間に配置され、第2電極(4)は第1担体(70a)と絶縁管状第2担体(70b)間に配置され、そして電極(2、4)はそれらの端部部分を前部シリンダ(10)と第1および第2担体(70a、70b)上に置くことを特徴とする、請求項53に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項55】 第1電極(2)は前部シリンダ(10)と絶縁管状担体(70)間に延在し、そして第2電極(4)は担体(70)から近位端部部分へ延在し、さらに電極(2、4)はそれらの端部部分を前部シリンダ(10)と担体(70)上に置くことを特徴とする、請求項42から53の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項56】 第2電極は絶縁層(88)によって所定の軸方向長さ上を近位側で覆われることを特徴とする、請求項55に記載の外科器具のための電極

(9)

特表2002-532186

配置体。

【請求項57】 器具の近位端部から前部シリンダ（10）へ延在し、且つその遠位端部で流体がその中を器具の近位端部に流れ戻る中空ダクト（76）の中へ流体を放出する中空ダクト（76）内部のフラッシング管（110）によって特徴付けられる、請求項42から56の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項58】 前部シリンダ（10）および担体（70、70a、70b）と重なり合う電極（2、4）の端部部分が、それらの外部周辺で絶縁層（86）によって覆われることを特徴とする請求項42から57の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項59】 前部シリンダ（10）の先端（12）は楔形または丸い形状であることを特徴とする、請求項42から58の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項60】 遠位管部分（82）および近位管部分（84）を備えた、前部シリンダ（10）と担体（70）の間の自立型金属管（80）と、近位管部分（84）上の絶縁層（87）および該絶縁層（87）の近位端部での円筒状金属層（88）とによって特徴付けられ、遠位管部分（82）は第1電極（2）を形成し且つ近位金属層は第2電極（4）を形成する、請求項42から59の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項61】 遠位管部分（82）および近位管部分（84）を備えた、前部シリンダ（10）と担体（70）の間の自立型金属管（80）と、遠位管部分（82）上の絶縁層（87）および該絶縁層（87）の遠位端部での円筒状金属層（88）とによって特徴付けられ、遠位金属層（88）は第1電極（2）を形成し且つ近位管部分は第2電極（4）を形成する、請求項42から59の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項62】 担体（70）は金属管（80）または管部分（82、84）の中空ダクト（77）の内部へ進む中空ダクト（76）を持ち、且つ電極（2、4）についての接続線（90）は器具の近位端部へ向けて担体（70）の中空ダクト（76）を通過すること、請求項42から61の一つに記載

(10)

特表2002-532186

の外科器具のための電極配置体。

【請求項63】 それを通してフラッシング管流体が中空ダクト（76、77）の遠位端部で放出される前部シリンダ（10）へ延びるフラッシング管（110）は、担体（70）および金属管（80）または管部分（82、84）の中空ダクト（76、77）を長手方向へ通過し、フラッシング管流体はフラッシング管（110）の外側で金属管（80）と接触しながら管（80）の中空ダクト（77）および担体（70）の中空ダクト（76）を通して器具の近位端部へ流れ戻ることを特徴とする、請求項42から62の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項64】 管の遠位端部にある電極（2）のための接続線（90）が通過する担体（70）と金属管（80）の中空ダクト（76）中の絶縁内部管によって特徴付けられる、請求項60から63の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項65】 前部シリンダ（10）は絶縁材料を有することを特徴とする、請求項60から64の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項66】 金属管（80）はアルミニウムまたはチタンを有し、そして絶縁層（86、87）は酸化アルミニウムまたは酸化チタンの金属管（80）から形成されることを特徴とする、請求項60から65の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項67】 器具の遠位端部の金属の前部シリンダ（10）と、シリンダに近位側で隣接する絶縁材料の細長い円筒状担体（70）と、そして、
二つの隣隔配置された円筒状電極とを含む、組織中の熱電凝固用外科器具のための電極配置体において、

金属前部シリンダ（10）は遠位端部で球面状であり且つ球面状端部部分に隣接して所定長さのシリンダ部分を持ち、前部シリンダ（10）は第1電極（2）を形成し、および第2電極としての金属層は前部シリンダ（10）から所定軸間隔で担体（70）上に配置されていることを特徴とする、組織中の熱電凝固用外科器具のための電極配置体。

(11)

特表2002-532186

【請求項68】 中空ダクト（76、77）内でフラッシング管（110）の外側で近位端部へ流れ戻る流体を遠位端部で放出するフラッシング管（110）が、その中で延在する中空ダクト（76、77）は、担体（70）および前部シリンダ（10）を通し丸い端部部分へ向け設けられていることを特徴とする、請求項67に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項69】 前部シリンダ（10）は担体の環状開口部（71）にその近位端部を確保でき、そして酸化物層（86）は担体（70）と前部シリンダ（10）間の重なり合い領域中の金属前部シリンダ（10）に外部に取り付けられることを特徴とする、請求項67または請求項68に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項70】 電極（2、4）の軸方向長さは、二つの電極（2、4）の互いの軸方向間隔よりも大きいことを特徴とする、請求項42から69の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項71】 電極（2、4）の軸方向長さは電極（2、4）の直径よりも大きいことを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項72】 金属管または金属バーを有する細長い円筒状担体（70と）、

担体（70）上の二つの離隔配置された円筒状電極（2、4）とを含み、第1電極（2）は担体の遠位部分であり、軸に沿ってそれに隣接する部分で絶縁層（87）が担体（70）に適用され、そして第2電極（4）としての円筒状金属層（88）が第1電極（2）から所定の軸方向の間隔で絶縁層（87）上に配置されていることを特徴とする、組織中の熱電凝固用外科器具のための電極配置体。

【請求項73】 絶縁層（87）は管状担体（70）上に引き出されたブラステック管の形式であり、そして絶縁層（87）上の金属層（88）は絶縁層（87）の遠位端部から所定の軸間隔にあり、且つ第1電極の軸方向長さの倍数である軸方向長さであることを特徴とする、請求項72に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項74】 管状または棒状の担体は、その遠位端部に円錐形または楔

(12)

特表2002-532186

形の先端（１２）を持つことを特徴とする、請求項７２または請求項７３に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項７５】 電極（２、４）の軸方向長さは絶縁要素（５０）によって占められる長さ部分の軸方向長さよりも大きいことを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項７６】 電極（２、４）の軸方向長さは、それぞれ前部シリンダ（１０）または外部導体（２０）の外径よりも大きいことを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項７７】 電極（２、４）の互いからの軸方向間隔は前部シリンダ（１０）の外径と略等しいかまたはそれよりも小さいことを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項７８】 電極（２、４）を形成するために設けられている自立型金属管または管部分（７０、８０、８２、８４）及び／又は金属円筒体（１０）はチタンまたはアルミニウムからなり、そして金属管または金属管部分に設けられる絶縁層（８６、８７、５０、５２、５４）は電解槽中で金属表面の陽極酸化によって付着されることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項７９】 金属管または金属管部分（７０、８０、８２、８４）及び／又は金属円筒体（１０）は、例えば H_2SO_4 （硫酸）または H_3PO_4 （燐酸）のような電解液中で陽極として接続され、そして補助電極は陰極として接続され、そしてそれらに直流電圧が印加されることを特徴とする、請求項７８に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項８０】 酸化層が設けられていない金属管または金属管部分（７０、８０、８２、８４）または金属円筒体（１０）は、例えば H_2SO_4 （硫酸）または H_3PO_4 （燐酸）のような電解液中で陽極として接続され、そして補助電極が陰極として接続され、そしてそれらに直流電圧が印加されることを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項８１】 電極（２、４）接続用の接続線（９０）の少なくとも一つは一端に中空ダクト中で電極（２、４）の内側表面に対して径方向外方に向けて

(13)

特表2002-532186

圧接されるスプリング金属の一部を持つことを特徴とする、先行請求項の一つに記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項82】 接続線または複数の接続線のスプリング金属部分は、中空ダクト(77)中で、電極(2、4)の内側表面に対して径方向外方へ働く力との間に自己圧接関係を有するコイルスプリング(92)を形成するように捲かれることを特徴とする、請求項81に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項83】 交流電源への電極接続用の二つの電極(2、4)および二つの接続線(90)と、そして電極または複数の電極を形成する少なくとも一つの金属管または管部分とを有し、接続線(90)の少なくとも一端は管または管部分中空ダクト中で管または管部分の内側表面に対して径方向外方に向けて圧接するスプリング金属の一部を持つことを特徴とする、組織中の熱凝固用外科器具のための電極配置体。

【請求項84】 接続線または複数の接続線のスプリング金属部分は、管または管部分中空ダクト(77)中で、管または管部分の内側表面に対して径方向外方へ働く力との間に自己圧接関係を有するコイルスプリング(92)を形成するように捲かれることを特徴とする、請求項83に記載の外科器具のための電極配置体。

【請求項85】 管または管部分の内壁に対して当接するスプリング金属部分は、更に管または管部分の内側表面に導電性接着剤または半田材料で接続されることを特徴とする、請求項83または請求項84に記載の外科器具のための電極配置体。

(14)

特表2002-532186

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は組織の熱凝固用外科器具のための電極配置体に関し、この外科器具は器具の遠位端部にある遠位先端を持つ前部シリンドと、前部シリンドに近位側で隣接する担体と、そして交流電源に接続できる二つの電極とを含むものである。

【0002】

組織凝固のために、また組織分割のために高直を発生する、高周波交流電流（例えば300KHzから2MHz間の周波数範囲の）を印加することは、外科分野において永く知られている。実情においては、いわゆる単極電極配置体または双極電極配置体が、組織中に高周波（HF）電流を導入するために使用される。

【0003】

単極配置の場合、電極—中性電極とも呼ばれる—は、大きな面積の電極形状で治療位置の近傍の患者の皮膚に付けられる。施術者によって操作される第2電極—活性電極とも呼ばれる—は、交流電源に接続される。その形状に関して電極は、手術時間および関係する身体または器官の領域の熱的負荷の両方が適正であり、並びにそれらが組織の望ましい区域のみを凝固させるように、それぞれの使用、特に治療されるべき組織区域の大きさに適応される。

【0004】

双極高周波熱療法の場合、両電極は高周波発電機に接続され、例えば絶縁担体上で相互に固定される寸法で配置され、そして施術者によって治療位置の極く近傍に置かれ、且つ概して活動的に案内される。

【0005】

WO97/17009は、フラッシング流体がそれによって手術区域に導入できる流体ダクトを備えた双極電極配置体を開示している。二つまたは三つの電極が、組織内に導入できる器具の円錐状遠位先端の円錐部分の形状を成して配置され、ここで高周波電磁場が電極間に形成され、そして周囲の組織を凝固させるように意図される。

【0006】

(15)

特表2002-532186

WO96/34569及びその国際調査報告書で挙げられた文献は、事前に計算された最大組織温度を維持しながら、実際の組織凝固処理の間に、その中に流体冷却または熱電式冷却が施されるシステム及びプロセスを開示している。それらの既知の配置は、自然なアクセスによって体腔内へ導入することを意図している。

【0007】

USNo. 4832048およびWO95/10320およびWO99/11186またはEP96945879、3およびWO98/19613、WO96/18349およびWO81/03272もまた、双極電極配置体による高周波熱療法によって組織を治療する外科器具を開示している。

【0008】

双極高周波熱療法についての既知の外科器具はしばしば製造するのに高価であり、およびそれらは、関係する色々な使用区域について特に治療されるべき組織について、時々部分的に到達しないかまたは健全組織を熱的に過負荷にする局部的に不正確な組織治療に終わる不適合さを、しばしば欠点として持つ。

【0009】

発明の概要

従って本発明の目的は、電極配置体が、製造し使用するのに簡単であり、かつ同時に周囲の健全な組織を残しながら精密な配置が可能な組織の治療を行わせるような、本明細書の冒頭に述べられた種類の外科器具のための電極配置体を開発することである。

【0010】

その目的は、遠位先端および円筒状第1電極を備えた器具の遠位端部に設けられる導電性前部シリンダと、円筒状第2電極を備えた前部シリンダに近位側で隣接する管状外部導体と、前部シリンダと外部導体間の絶縁要素とを含んでおり、それら電極が交流電源に接続可能である、組織の熱電凝固のための外科器具用の電極配置体において、外部導体中の棒状内部導体と、内部導体と外部導体との間の絶縁管とによって特徴付けられる、電極配置体によって達成される。

【0011】

(16)

特表2002-532186

本発明の利点は、特に、電極配置体が殊に簡単な構造であり、より詳細には、前部シリンダが電極を形成しており、そして交流電源が前部シリンダに接続可能であり、かつ絶縁管によって外部導体から分離される棒状内部導体によって外側から外部導体へ直接に接続可能であるように、絶縁要素で絶縁されて近位側で隣接する外部導体が第2電極を形成している。

【0012】

絶縁要素は、前部シリンダと外部導体との間に径方向の仕切りを有しており、この仕切りは、その外縁で円筒状のケーシング壁になっている。円筒状のケーシング壁は、前部シリンダ及び／又は外部導体を所定の軸方向長さ部分に亘ってそれに密接に適合する関係で包囲している。内部導体は、絶縁要素の仕切りを通して前部シリンダに接続可能である。前部シリンダと内部導体の間に、その中で内部導体とその遠位端部に、前部シリンダ中の対応軸離ねじにねじ込むことができる雄ねじを有している、取り外し可能なねじ接続部が設けられていることが好ましい。本発明の利点は特に、前部シリンダと外部導体間の分離表面および軸に沿ってそれに隣接する外表面の長手部分が絶縁材料によるコーティングを持つ方法で、コップ状絶縁要素が絶縁層のかたちで金属前部シリンダ及び／又は金属外部導体に直接的に取り付けることができる、ということである。もし前部シリンダ及び／又は外部導体が陽極酸化可能金属、例えばチタンまたはアルミニウムを有するならば、その種のコーティングは、例えば本発明によって、電解槽中における当の表面の陽極酸化によって作ることができる。

【0013】

使用のそれぞれの目的に応じて、器具用の電極配置体は可撓性にする事ができ、その場合には内部導体、外部導体、絶縁シリンダおよび多分絶縁要素も弾性材料を含む。この種の可撓性外科器具の場合には、双極電極配置体はある環境の下では特定の治療位置により容易に移動できる。しかしながら、代わりに内部導体および外部導体は真直ぐな剛体構成でも良く、この場合、次いで前部シリンダおよび外部導体は相互に同軸配列に配置され、次いで直線的な並進移動により治療位置に移動できる。ある治療位置に関して、器具を長手方向に角度付けすることともまた特に好都合と成り得る。

(17)

特表2002-532186

【0014】

総ての実施例において、外部導体および前部シリンダは、組織内への電極配置体の邪魔されないう動的移動を与えるために、実質的に同じ外径である。

【0015】

絶縁要素によって覆われない前部シリンダの軸長子部分の上に、前部シリンダは第1電極を形成し、および同じものが絶縁要素によって覆われない限り全軸長手部分の上に外部導体が第2電極を形成することが好ましい。電極の軸の長さは絶縁要素の軸の長さよりも長いことが好ましく、またそれは前部シリンダおよび外部導体の外径よりも大きい。外部導体の長さは前部シリンダの長さの倍数であることが好ましい。もし組織が外側表面に隣接して高抵抗となったならば電磁場は外側に急速に移動でき、そうしながら依然として第2電極で終わるように、もしこの実施例において、器具の外側表面に隣接する組織が凝固し、その結果高抵抗となると、適切な長い電極があるので、本発明のこの実施例では、電磁場は隣接する組織領域中で外側に置き換わることができる。従ってこの実施例で、組織中に規定された仕方でも移動し、そしてその電磁場が第1電極から第2電極の近位端部へ広がる時に終わる凝固効果を実施することが可能である。

【0016】

逆に、二つの電極が互いに、ほぼ外側直径またはそれより僅かに大きい大きさのオーダーである比較的小さな軸間隔で隣接している時、凝固の開始は最適であるということが発見された。

【0017】

本発明の好ましい実施例では、内部導体および前部シリンダは、前部シリンダの遠位先端から発し、および可視レーザー光で作動される光導波路を含む中央中空ダクトが設けられている。その方法で光は、アプリケーションの先端へ通過することができる。次いでもし例えばそのアプリケーションが身体の薄壁領域、例えば甲介増殖の鼻甲介に挿入される時、先端で発する光は、内眼を使用して医師が治療を実施することによって鼻甲介中に先端の位置を定めることを可能とする。従って医師は何時でも、電極配置体の先端が鼻甲介中の何処に置かれているかを見ることができる。上記の外科器具は動的な使用に適しており、例えばそれは拡張され

(18)

特表2002-532186

た鼻甲介中に挿入され、次いで高周波パワーで活性化された鼻甲介から引き出され、それによって電極配置体の径路の周囲に形成された管状の凝固ゾーンを作る。

【0018】

本発明の更に好ましい実施例によれば、内部導体に電気的に接続された前部シリンドラと外部導体は、絶縁環状体によって互いに分離される。絶縁環状体は半透明な、または部分的に半透明な材料から作られ、そして環状体を通して外部にその光を好ましくは透光または散乱光の形式で放出する光源が環状体内に配置される。本発明の好ましい実施例によれば、内部導体は、絶縁環状体中に終端しかつ光導波路を容れる中空ダクトを持つ。環状体の領域の中に、光が光導波路から切り込み部に放射状に発し、そして二つの電極間において従って組織の凝固がその中でそれぞれ生じる双極電極配置体のそのゾーンを治療を実施する医師に環状体を通して見えるようにするために、内部導体は光導波路のファイバーコア内部に径方向に切り込み部を設けられる。従って薄壁体の場合、治療を実施する医師は常に直接彼自身の眼で凝固が発生しているその位置を見る。それにより特別に正確におよび局所的な送り方で組織を治療することが可能である。関係する要求に応じて、前部シリンドラの先端は円錐形または楔形にできる。

【0019】

本発明の目的は更に、遠位先端を備える器具の遠位端部の前部シリンドラ、前部シリンドラに近位側で隣接する電気的絶縁担体、および交流電源に接続可能な、担体上の少なくとも二つの離隔電極を含み、電極は帯状構造で担体に沿って延在することに特徴付けられる、組織の熱電凝固用外科器具のための電極配置体によって達成される。

【0020】

本発明の利点は、特に構造の単純性と帯状構造で担体に沿って延びる電極に存する。特に二つの電極が担体の縦軸に平行に延びる時、この電極配置体は甲介増殖に関する治療に適する。アプリケーションすなわち電極配置体は、その場合には静的に使用され、換言すれば電極配置体は拡張された鼻甲介中に突き通され、そして作動高周波パワーをもったまま所定位置に留まる。その処理において、関係す

(19)

特表2002-532186

る特定の電極形状のために、望ましい管状凝固ゾーンはアブリケータが組織内を移動する必要なしで作られる。更なる利点は、外部から電極へ直接担体の近位端部に高周波発電機の接続を行うことを可能とする特に簡単な構造である。

【0021】

もし電極が担体の縦軸に平行に延び、且つ好ましくは円形担体断面上で相互に直径的に相対する関係に配置されるならば、その結果は二つの電極間で長手方向に延びる二つの凝固ゾーンを形成する。もし対照的に電極が担体上で離隔された螺旋線路に沿って配置されるならば、組織の対応する螺旋ゾーンは治療され、そして凝固する。電極配置体の追加の軸方向移動した場合には、円形の凝固した閉鎖通路が担体の周囲に形成される。

【0022】

本発明の特に好ましい実施例によれば、担体はその上に帯状電極が配置されている、外部に配置された絶縁層を着ける金属管の形式である。もし使用される金属管が電解槽の中で陽極酸化できる金属、従って例えばチタンまたはアルミニウムを含むならば、より詳細には酸化チタンまたは酸化アルミニウムの層を形成するためにもし担体の外側表面が電解的に陽極処理されるならば、絶縁担体の生弁は特に簡単である。この実施例において、担体を軸に沿って通過しおよび前部シリンドラの先端で発する中空ダクトを通して、一対応する薄い組織を扱う時—または皮膚の真下で治療を実施する場合に、前部シリンドラの先端の位置を施術者に見させる光導波路を引き込むことがまた可能であり、それによって施術者は適正に目標を定める通り方で配置を管理できる。光導波路は、例えば可視レーザー光を供給される。前部シリンドラの遠位先端は都合の良いように円錐形か楔形形状の何れかであり、および電極は薄い導電性金属層の形式で担体に適用される。

【0023】

本発明の好ましい実施例によれば、担体はその上に帯状電極が着けられる可塑性材料から作ることができる。使用される担体は例えば、その電極がその絶縁外部シース上に弾性的にかつ帯状電極形状に配置される光導波路で良い。電極配置体は、次いで身体の開口部を通して治療位置により容易に導入される。

【0024】

(20)

特表2002-532186

この実施例ではまた、電極の軸長さは、電極配置体が組織内に滑動的移動で容易に導入されるように両方とも同じ外径であることが好ましい前部シリンダおよび担体の外径よりも、大きいことが好ましい。

【0025】

本発明の目的は更に、器具の遠位端部の金属製または絶縁材料製の前部シリンダ、ここで前部シリンダは前面尖端状または球面状であり、前部シリンダに近位側で隣接する細長い担体、担体の長手方向に延在しおよび交流電源に接続可能な二つの電極を含み、担体は、長手方向に延び、一つ以上の絶縁スペーサ要素によって一緒に結合されかつ電極を形成する、外部に配置された自立型金属バープロフィール部材を含むことを特徴とする熱電凝固用外科器具のための電極配置体によって達成される。

【0026】

本発明の最後に挙げた実施例の利点は特に、電極が担体の長手方向に延在し且つ担体を形成する自立型金属バープロフィール部材であり、それによって製造ステップは電極配置体の製造で削除できる。特に好ましい構成では、電極間の一つ以上の絶縁スペーサは、バープロフィール部材間の長手方向に導かれ、器具が身体の薄壁部分で使用されている時目視により施術者が何時でも器具の先端を位置決めすることができるように器具の遠位先端に光を発する、光導波路である。特に好ましい特徴では、外部に配置された可視光導波路が、その中にまた径方向の皿穴または切り込みを設けられ、そのことはそれらの位置で光がまた放射状に発することを提供する。従ってそのことは、器具が一活性化された高周波エネルギーでどの軸方向距離について組織をまた凝固させているのかを施術者に示す。バープロフィール部材の断面は共に考慮された時間表面区域に対応することが好ましいが、あるいはバープロフィール部材の断面はまた管の周辺の一部の形成でも良く、その場合バープロフィール部材は例えば光導波路の外側シース上で相互に相対する関係に固定されることが好ましく、かつその方法で外部に配置された長手方向に延びる帯状電極で剛体担体を形成する。

【0027】

本発明の目的は更に、器具の遠位端部の金属製または絶縁材料製の前部シリン

(21)

特表2002-532186

ダ、ここで前部シリングは前面尖端状または球面状であり、前部シリングに近位側で隣接する細長い担体、担体の長手方向に延在しおよび交流電源に接続可能な二つの電極を含み、電極（2、4）は担体と長手方向に同軸配列で互いから所定の間隔で配置された金属の円筒状管部分（82、84）であることを特徴とする熱電凝固用外科器具のための電極配置体によって達成される。

【0028】

本発明の好ましい実施例によれば、第1電極は第1シリングと絶縁管状第1担体間で覆われる自立管部分の形式で良く、第2電極はまた第1担体と第2管状担体間に配置された自立管部分の形式で良く、ここで電極の端部部分は所定の長手部分に亘って前部シリング、第1および第2担体上で支持される。あるいは、第2電極が近位端部まで延びることも可能である。特にこの実施例では、第1及び／又は第2の担体と関係する電極の長手部分は、絶縁層で覆われる。更に、器具の近位端部から前部シリングへ、すなわち電極を形成する管部分を通して延在し、および前部シリングまで延在し、および近位端部の流体を、その中で流体が一電極と接続して一器具の近位端部に逆流する中空ダクト中に放出するフラッシング管が、中空ダクト内部に設けられている。

【0029】

フラッシング流体による電極表面の冷却は、凝固のいわゆる“熱点”が器具の表面から組織内部へ約2と3mmの間で置き換えられることを意味する。冷却作用は、組織電極接触表面が常に所定の温度未満に保たれており、従ってそのような苛酷な度合いに乾燥しないことを確実にし、そのため隣接組織へのエネルギーの導入もまた比較的長い期間にわたり保証される。その関係において、絶縁担体上—または特定の実施例では絶縁体の形式である前部シリング上—にあり、従って冷却流体によって直接冷却されない電極の長手部分は、絶縁層で覆われる、ということは実に全く有利である。その方法で、より少ない度合いに冷却され、従って冷却された部分よりもより多い度合いに加熱するそれらの長手部分は、絶縁物で覆われ、従って比較的より冷たい絶縁層によってのみ隣接組織と接触する。こうして、絶縁層のためにフラッシング流体によって冷却されない電極の端部部分を覆うことの結果は、隣接組織がそれらの長手部分においてさへも過度に熱くな

(22)

特表2002-532186

らず、こうしてそれは乾燥しきらない。

【0030】

本発明の好ましい実施例では、自立金属管が前部シリンダと担体間に設けられる。金属管の遠位部分は第1電極として働き、近位管部分は円筒状絶縁層によって囲まれ、そしてその絶縁層の上に第2電極として働く金属層を着ける。あるいは、近位管部分はまた第2電極として使用でき、次いで金属層によって被覆された円筒状絶縁層が遠位管部分上に配置され、ここでその遠位金属層は次いで第1電極として働く。

【0031】

本発明のこの実施例は、双極電極配置体の製造と組立ての容易さを与える利点を持つ。このことは特に使用される金属が陽極酸化材料、例えばチタンまたはアルミニウムである時、および管部分に加えられる円筒状絶縁層が金属表面の陽極の酸化（陽極酸化）で作られ、その場合その上に蒸着された金属層は例えば気相蒸着法または電解コーティングによって作ることができる。この実施例では担体は金属管を通して中空ダクト中に延ばされる中空ダクトを持つ。電極用の接続線は電極から中空ダクトを通して器具の近位端部へ延びる。本発明によれば、この好ましいその実施例はまた前部シリンダまで延びそして冷却流体を遠位端部で中空ダクトに放出するフラッシング管が中空ダクトを通して取容されることを提供する。

【0032】

有利なことに、その接続線が中空ダクトを通して器具の近位端部へ通される温度センサがその中に配置されている開口部が、前部シリンダの担体の中空ダクトの延長部として設けられている。その方法で、一例えば良性前立腺増殖に関する治療が組織温度を測定するために使用できる前部シリンダの先端内に温度センサまたはサーミスタを装着する、ということが可能である。担体は可溶性絶縁ホースまたは管から形成され、および電極は担体上に所定の間隔で固定された金属の円筒状自立管部分であることが好ましい。本発明のこの実施例において、前部シリンダの外側直径はまた電極の外側直径に一致し、および電極の軸長は直径よりも大きく、一方二つの電極の互いからの軸間隔はその外側直径と略等しいかまた

(23)

特表2002-532186

はそれより小さい。その寸法において、組織の凝固を生じる電場は十分強く作られ、そして一外側表面に隣接する組織が凝固した後一有利な大きい凝固ゾーンが作られるように組織内に十分遠くへ伝搬されることができる、ということが発見された。

【0033】

前部シリンダ中の開口部内の温度センサは、金属前部シリンダの温度の温度センサへの良好な伝導を提供する合成樹脂または接着床に埋め込まれることが好ましい。電極の外側直径および前部シリンダの外側直径は同等であり、および電極間の中間空間は、この長手部分がまた外側直径でありそのことがどこでも生じるように絶縁材料で充填される。それは第2電極の近位端部へ、の遠位先端に亘って均一な断面を与え、それと対照的に同じものに隣接する可撓性担体は低減された外側直径で良い。前部シリンダと電極の領域における外側直径の一定寸法の結果は、容易にかつ特に障害なしに組織内に導入できる、ということである。

【0034】

本発明の目的は更に器具の遠位端部の金属製の前部シリンダ、シリンダに近位側に隣接しかつ絶縁材料を有する細長い円筒状担体、二つの離隔配置された円筒状電極を有し、金属前部シリンダは遠位端部で球面状であり且つ球面状端部部分に隣接して所定長さのシリンダ部分を持ち、前部シリンダは第1電極を形成し、および第2電極としての金属層は前部シリンダから所定軸間隔で担体上に配置されていることを特徴とする熱電凝固用外科器具のための電極配置体によって達成される。

【0035】

本発明のこの好ましい実施例において、前部シリンダ中に延ばされ、且つその遠位端部で前部シリンダの内壁に沿いそして最終的に担体とフラッシング管との間に逆流するフラッシング流体を遠位端部に放出するフラッシングホースまたは管を容れる中空ダクトが、担体を通して延在している。

【0036】

前部シリンダは担体中の環状開口部内でその近位端部により固定でき、および担体と前部シリンダ間の重なり部分はその外側に金属前部シリンダ上で酸化物層

(24)

特表2002-532186

を持ち、そのことはその位置で冷却されない前部シリンダの金属が隣接組織と過熱状態で接触しないことを確実にする。

【0037】

担体は可塑性および剛体性の両方で可能であり、および前部シリンダは金属材料から形成されるのでこの器具は—活性先端により—球形前部シリンダの前部に直に配置されるエッジ腫瘍を治療することを可能にする。この電極配置体を有利に機能させるための必要条件是、冷却循環による熱の散逸ができるだけ両電極で同じにものとなることである。それは、もし第1すなわち遠位電極での平均電流密度が第2近位電極での電流密度より大きいかまたは等しければ、達成される。第1電極の表面積 A_1 が第2電極の表面積 A_2 よりも小さいかまたは等しい時、その条件は満たされる。半径 R を持つ球形端部部分の表面積成分がまた考慮される限り、それは第1および第2電極に長さ L_1 、 L_2 について以下の関係を与える。すなわち、 $L_1 + R \leq L_2$ である。もし第2電極の非常に大きい長さ L_2 が満たされなければならない、そしてそれにも関わらずもしアプリケーションの可塑性の度合いが維持されるべきであるならば、第2電極は可塑性担体を金属層でコーティングすることによって構成できる。

【0038】

本発明の目的は更に、金属管または金属バーを有する細長い円筒状担体、および担体上の二つの隆隔配置された円筒状電極を有し、第1電極は担体の遠位部分であり、軸に沿ってそれに隣接する部分で絶縁層が担体に適用され、および第2電極としての円筒状金属層が第1電極から所定の軸方向間隔で絶縁層上に配置されていることを特徴とする熱電凝固用外科器具のための電極配置体によって達成される。

【0039】

本発明のこの実施例では、前部シリンダと担体はその遠位端部が先端状である一体化金属管または金属バーの形式で実現される。金属管または金属バーの遠位端部は第1電極を形成する。そのものに隣接して、絶縁層が担体に適用され、そして円筒状金属層は絶縁層の近位領域で絶縁層上に蒸着され、第2電極を形成する。絶縁層は、そこに金属コーティングが施されるプラスチックホースまたは管

(25)

特表2002-532186

によって、第2電極として実現できる。遠位尖端を備える金属担体はカニューレまたは針の形式で双極電極配置体を表し、特に例えば微細な痙攣のある静脈瘤静脈のような拡張末端血管 (enlarged terminal vessels) に関する治療に適している。電極配置体はその尖端により拡張血管中に長手方向に突き通される。高周波パワーの作動により、血液と血管壁は主に第1電極の周りで凝固する。そのことが起こると、血管は閉鎖効果を与えるために緊縮しそれ以上の血液が血管中に流れず、それによって血管は最早皮膚を通して知覚されず、望ましい美容効果が達成される。

【0040】

セラミック材料を有する、双極電極配置体に使用される絶縁層を採用することが特に有利である。この材料の利点は、それが高レベルの機械的強度を持ち、かつ電解式陽極酸化 (eloxation) により、例えばチタンについては酸化チタンの形式で、またはアルミニウムの場合は酸化アルミニウムの形式で、容易に生産できることである。層の厚みは、電解操作に使用される電圧に依る。チタンの代わりに、その上にセラミック層が陽極酸化のよって作られる色々なチタン合金もまた関係する出発材料として適切である。この方法でチタンまたは適当なチタン合金またはアルミニウムにより完全なまたは部分的コーティングを実行するために、対応する金属体は最初にグリーンなまたは酸化なし表面を得るように初期化学的清浄化操作を受ける。次いで被覆されるべきでない所が、マスクされる。マスキングは、特別なラッカーまたはラッカー層によりまた収縮チューブにより行うことができる。セラミック層に陽極処理を施すために、出発材料すなわチタン、チタン合金またはアルミニウムは電気的に接触され、かつ陽極として電圧を受ける。

【0041】

例えば一出発材料としてのチタンに基づいて一酸化チタンセラミック層を適用するために、以下のステップが取られる。すなわち、チタンをその表面でそのイオン相に変換するために、水溶液中に適当なモル酸が使用されるべきである。当のモル溶液はそれぞれ0、1および1モル H_2SO_4 (硫酸) および H_3PO_4 (磷酸) である。適当なdc電圧を印加することにより酸素が電極、この場合、被覆

(26)

特許2002-532186

されるべきチタン電極に堆積され、イオン化されたチタン表面に凝集され酸化チタンに変換される。それぞれの関係する層の厚みに因って、使用されるべきdc電圧および電流は最大電流1Aにおいて10Vと500Vの間である。その結果、酸化処理はそれぞれ処理長さに因って複数の酸化ステージ（酸化チタン）を通過する。これらのプロセスで達成されるべき層の厚みは、20と30 μ mの間の大きさのオーダーである。金属との界面での異なる屈折光による干渉色によって表されるべき層の厚みによって（酸化層は透明である）、後者は色スペクトル上に比例的に表すことができる。その方法により、チタンの特定の常磁性電極—またはTiAl₃のようなチタン合金—に、層の厚み及び／又は色に関して可変であるセラミック層を設けることが効率的に可能である。

【0042】

この方法で作られたセラミック層の良好な誘電特性の他に、摩擦学的性質が摩耗強度および表面品質のレベルを多分増加することにも素晴らしい良く適している。これらの着色セラミック層はまた針、カニューレまたは探針の堅固なマーキングに適している。比例的な干渉色が層の厚みの選択のために選ばれる。灰色、金、銀、紫および青の色を設定することがその方法で可能である。

【0043】

本発明の更に好ましい実施例によれば、電極を接続する接続線の少なくとも一つは、一電極内部の一中空ダクト中にそれが電極の内面に対して径方向に外側に圧接され、それによって電気的接触を十分な信頼性でかつ安全に作るような構成である、好ましくはスプリングワイヤのスプリング金属の一部をその端部に持つ。その構成の接続線のスプリング金属部分は、所定の引張応力によって作動される螺旋またはコイル状スプリングを形成するように螺旋ワイヤに巻かれることが好ましく、それ故それが外部から電極の空洞内部へ容易に導入できるように、引張応力下のその巻き線は低減された直径である。スプリングワイヤに作動する引張応力は次いで除去され、次に螺旋スプリングはその全外側直径に広がり、そうすることで電極の内側表面に対して内部からの自己圧接関係をとる。接続線の端部で対応するスプリング部分の導入を容易に実行できるように、低減直径の螺旋スプリングを挿入し、次いで螺旋スプリングワイヤのバイアス応力を除去し、こ

(27)

特表2002-532186

うして螺旋スプリングを電極の内側表面に対して圧迫させることが可能である。

【0044】

本発明の有利な開発は、添付の特許請求の範囲の特性によって特徴付けられる。本発明の実施例は図面を参照して以下により詳細に記述される。

【0045】

発明の詳細な説明

図1は組織の熱凝固用外科器具の構成要素である双極電極配置体の第1実施例の縦断面図を示す。電極配置体は、器具の遠位端部すなわち器具の使用者から遠い方の端部を形成する導電性の前部シリンダ10を含む。前部シリンダはその自由端部で、図示の実施例では円錐状先端状構成で終わる先端12に終わる。前部シリンダ10に隣接して管状外部導体20があり、その内部には、棒状内部導体40が通って延在する絶縁ホースまたは管30が収容されている。棒状内部導体40は、その遠位側の端部に、軸長手方向に延在する対応雌ねじにねじ込むことができ、かつそのねじ接続14によって電気的および機械的に前部シリンダ10に接続される雄ねじを持つ。

【0046】

前部シリンダ10と外部導体20および絶縁管30の遠位端部壁との間の径方向の仕切り52を持つ絶縁要素50が、前部シリンダ10と外部導体20間に配置される。仕切り52の外側で絶縁要素50はケーシング壁54へと進むが、そのケーシング壁は、図示された実施例では一そこにきちんと納まった状態で前部シリンダ10の外側表面を囲み、別の実施例においては一近位端部に向けられて一同様に外部導体20の外側表面を囲むことができる。前部シリンダ10の露出された外側表面は、第1電極2を形成する。外部導体20の露出された外側表面は、第2電極4を形成する。双極電極配置体が、治療されるべき人間または動物の中に導入され、そして組織が電場の熱的作用によって凝固する時、高周波交流電源が二つの電極に一電極配置体の近位端部で一接続される。

【0047】

図2は本発明による双極電極配置体の第2実施例を示しており、この実施例では、前部シリンダ10はこの場合も円錐形遠位先端12で終端しており、棒状金

(28)

特表2002-532186

属内部導体はまた絶縁管30で囲まれており、その絶縁管30は金属管外部導体20で順次囲まれていく。前部シリンダ10と、外部導体20の遠位端部壁と、そして絶縁管30との間には、環状体58の形式で、且つ前部シリンダ10と外部導体20を離隔して保持する所定長さの絶縁要素50が設けられる。前部シリンダ10は金属をからなり、そして円筒状第1電極2として寄与する。外部導体20もまた金属をからなり、円筒状第2電極4として寄与する。前部シリンダ10は、ねじ接続14によって内部導体40に接続される。組織周囲の熱電凝固が行われるときには、高周波交流電源は外部導体20と内部導体40間の電極配置体の近位端部に接続される。

【0048】

図3は双極電極配置体の実施例を示しており、図1および2に対応している。この実施例で絶縁要素50は、前部シリンダ10で適当な環状開口部11で支えられる円筒状ケーシング壁54を偏えたコップ状の形状をなしている。さらに、絶縁要素50の径方向の仕切り52は、管状の形状で—絶縁管30の直径で—絶縁管30に当たるように近位端部側の方向へ通されており、絶縁管30は、外部導体20の遠位端部壁よりも短い長さに対応した軸方向長さで終わっている。

【0049】

図4は本発明による双極電極配置体1の第4実施例を示し、同じ部位は同じ数字で示されて実質的に図1に示された配置に対応している。図1に示された配置に加えて、中空ダクトが、棒状内部導体14に同心配置関係で挿通されて、且つ前部シリンダ10をも通して中央に延びており、その中空ダクトの中を光導波路が通っている。光導波路は、例えば可視レーザー光が近位側で供給されたときに、可視光を電極配置体の遠位先端12へ通す。光導波路60は、光伝導コア64を囲むシース62を含む。クラディングもまた、シース62の周囲に設けることが出来る。

【0050】

図5は、本発明の別の実施例を示しており、この実施例は図4の実施例に実質的に対応しているが、前部シリンダ10はその遠位端部に楔形先端12を有している。ここでも中空ダクトが、内部導体40と、そしてこれに隣接する前部シリ

(29)

特許2002-532186

ンダ10をも通って延びており、シース62とコア64を備えた光導波路60がそのダクトを貫通して遠位先端12へ延びており、そして特に身体の薄壁部分内の組織を治療する時、電極配置体の使用者にその組織内の遠位先端12の位置を光学的に指示す。

【0051】

図6は、本発明による双極電極1の別の実施例を示しており、この実施例は実質的に図2または図4の実施例に対応している。前部シリンダ10と、それぞれが同心状配置されている外部導体20、絶縁管30および内部導体40との間に環状体58が設けられており、この環状体58を通して内部導体40が前部シリンダ10へ軸方向に延びている。内部導体40は中央中空ダクトを有しており、このダクトは、環状体58の遠位端部まで延びて、そして光導波路60を含んでいる。環状体58は透明材料または半透明材料から形成されており、それを通して光を外部へ通過させる。環状体58の領域において内部導体の中で、径方向の接地切り込み部(radial ground incisions)42が光導波路のコア64内へ形成されており、その結果、高周波パワーが内部導体40と外部導体20に印加された時には、第1電極2と第2電極4との間に作られる電場の位置が施術者に光学的に見ることができるよう、光が内部導体40から環状体58を通してそれらの切り込み部から外部へ放射状に発する。環状体58またはその表面は、それぞれ光導波路から発する光3が迷光または散乱光の形式で外部へ通過するような材料であり、またはそのような構造であることが好ましい。

【0052】

図7および8は、本発明による双極電極1の別の実施例を縦断面および横断面で示す。遠位先端12を持つ前部シリンダ10に近位側で隣接するのが細長い電氣的絶縁担体70であり、この絶縁担体は図示された実施例では一外部に配置された絶縁層72を備えた金属管71の形にされている。例えば、金属管はチタンまたはチタン合金からなり、そして絶縁層72は薄いセラミック層の形で管71の表面の陽極酸化によって作られる。絶縁層72に付けられるのは二つの帯状電極2、4であり、担体70の長手方向に沿って互いに平行に延びており、且つ一絶縁層の周辺で、図8参照-互いに直径の反対側となる関係で配置されて

いる。この電極配置体の場合、電場は担体の長手方向すなわち全帯状電極2、4にわたって作られ、その故、対応高周波交流電源が電極2、4に印加された時、対応する凝縮片がまた双極電極配置体の長手方向に作られる。

【0053】

図9および10は、本発明による外科器具用双極電極1の別の実施例を示し、この実施例は図7および8に示された実施例の発展を表す。細長く均一な絶縁担体70は金属管71からなり、この金属管は、絶縁層72で完全に被覆されており、そして遠位先端12まで連続して中央中空ダクトを有している。中央中空ダクトには、光導波路60が遠位先端12まで延びている。光導波路60は、光伝導コア64とコアの周囲のシース62を有する。絶縁層72上で長手方向に配置されているのは、すなわち互いに平行な関係で配置されているのは、二つの帯状電極2、4であり、これら電極は、担体70の図示された全長に亘って延在しており、且つ絶縁層72上に固定されている。

【0054】

図11および12は、図9および10に示される実施例に実質的に対応するが、管状金属担体70を使用しない本発明の別の実施例を示す。対照的に、図11および12は、コア64、シース62およびプラスチッククラディング61がその自由端部に楔形先端12を備えて設けられ、そして、周辺に相互に反対側の関係で配置される二つの帯状電極2、4をシースまたはクラディング61の上に長手方向に持つ実施例が示されている。この実施例で、電極2、4は双極電極配置体全体が可撓性となるように可撓性の層の形式で適用される。

【0055】

図13および14は、担体70が長手方向に延びる自立型の金属パープロファイル部材76から形成される双極電極配置体の横断面図を示す。図13において、金属の二つのパープロファイル部材76がスペーサ要素60によって絶縁関係で離隔配置されている。パープロファイル部材76はそれぞれ略半円区域の断面形状であり、かつ電極配置体の長手方向に延びる細長い電極2、4を形成する。図示の実施例では、スペーサ要素60は光導波路60のかたちである。この種の双極電極配置体を使用する時、施術者が電極2、4の位置をその全長に亘って指

(31)

特表2002-532186

し示す光信号を電極2、4の長さに沿って見ることができるよう、光がそこでまた横向きに発することができる光導波路が、側部表面に取り付けられていることが好ましい。

【0056】

図14は図13に対応する実施例を示しており、この実施例では、断面的に管壁の部分の形状である二つの棒状の、自立型の金属バープロファイル部材76が、光導波路の外部クラディングにその長手方向に貼り付けられており、そしてその位置に固定され、かつ電極2、4を形成している。光導波路16はまた、図示されたかたちで外部クラディング61とコア64間にシース62を持つ。

【0057】

図15および16は、細長い電気的絶縁担体70が隣接する器具の遠位端にある前部シリンダ10に、遠位円錐型先端12が設けられている双極電極配置体の実施例を示す。二つの管部分82、84は、絶縁材料のスペーサ部分83により隔離配置されて担体70に押し付けられており、そして円筒状電極2、4を形成するためにその位置に固定されている。担体70を通して軸方向に沿って延びているのは中央中空ダクト76であり、中央中空ダクトは、前部シリンダ10の開口部14と連通し、且つ温度センサ100を収容する。温度センサ100は、ブラステックまたは接着ベッド102によって囲まれ、且つその位置に固定されており、そして線104によって前部シリンダ10の温度に対応する信号を器具の近位端へ供給する。中空ダクト76の中には接続線90もまた設けられ、この接続線は、一担体70を通して一電極2、4に接続され、且つ近位側の高周波発電機に接続できる。

【0058】

第1電極2の軸方向長さL1と第2電極4の軸方向長さL2—総て図示の実施例にあるが—は、二つの電極2、4間の間隔Aよりも大きい。間隔Aは電極2、4の外径の大きさのオーダーであることが好ましい。絶縁部分83は電極2、4を形成する管部分82、84と同じ外径D=2Rである。Rは一般に、円筒状の電極配置体の半径である。図15および16に示された実施例において、特に好ましい場合はL1=L2である。

(32)

特許2002-532186

【0059】

図17は、円錐型遠位尖端12を備えた前部シリンダ10が第1管部分82の端部に固定されている双極電極配置体の実施例を示し、ここで第1管部分82は端部が第1担体70aに固定されている。第2管部分84は一端部が第1担体70aの端部に、その他端部が第2担体70b支えられている。担体70aおよび70bの各々は、それぞれに中空ダクト76を持ち、そのダクトの軸は管部分82、84の軸と同軸にされる。管部分82、84は円筒状電極2、4を表す。

【0060】

担体70aと70bおよび管部分82、84の中空ダクト76を通して延びているのがフラッシングホースまたは管110であり、このフラッシング管は流体をその遠位端部で放出し、その流体は次いで管部分82、84の内壁と接触しながら中空ダクト76を通して近位端部へ流れ戻り二つの管部分82、84を冷却する。管部分82、84が絶縁担体70aおよび70b上と絶縁前部シリンダ10上とに押し付けられ、そして管部分82、84は、その位置でしっかりと接着された箇所において環状絶縁層がそれらの外側表面に与えられる。電極の温度は、もっと低い温度へと流体によってただ冷却されるそれらの位置においては、望ましくない過剰上昇を経験することはない。そのような過剰上昇は、組織にとっては望ましくない程に電極に強固に焼かれる結果をもたらすか、あるいは、どこかで組織が乾燥し切ることに至り、こうして組織内のインピーダンスを上昇させ、そして組織を通る電流の遮断を引き起こすものである。

【0061】

適切な冷却流体による冷却は、電極との接触表面において組織が所定の温度を超えることなく、そして凝固高温点は電極から数ミリメートル離れているという結果を与える。

【0062】

図18および19は図17の実施例に対応するが、図18および19の前部シリンダ10は金属からなり、そして第1管部分82すなわち第1電極の中に直接入り、一方、図19の前部シリンダ10は前部が丸くなっている。好ましい実施例においては、電極2、4の長さL1およびL2は、前部シリンダ10および第

(33)

特表2002-532186

1電極から形成される表面積が第2電極の表面積と同じかまたはそれより小さいというものである。

【0063】

図22は実質的に図17に示されるものに対応する双極電極配置体の実施例を示すが、そこでは第2電極4を表す第2管部分84は第1電極2を表す第1管部分82よりも実質的に長い。この実施例において、第2管部分84は器具の近位端部で終端し、従って器具の近位端部で更なる担体を省略することが可能である。第2電極4の軸方向長さは、第2管部分84の金属表面上をその位置で例えばセラミックコーティングで覆う絶縁層87が第2管部分84の近位端部部分で配置されるという事実のために、制限される。熱電凝固を生じる場合は、次いで円筒状金属電極2、4間に形成される。この実施例ではまた、内側を前部シリンダ10の絶縁材料または担体70の絶縁材料で囲まれている管部分82、84の端部部分が、冷却のないためにそれらの位置で電極が点状に過熱するのを防止するために、外側表面上で絶縁層86で被覆されている。

【0064】

図23は本発明の別の実施例を示しており、この実施例では、前部が丸い前部シリンダ10は、その近位端部が絶縁担体に固定されている第1管部分82の中へ進む。金属層88が、絶縁担体上の管部分82から所定の間隔で設けられる。管82は円筒状第1電極2を形成し、担体70上の金属コーティングは円筒状第2電極4を形成する。担体70と管82は、第1電極2の内側表面と接触状態となることにより第1電極を冷却する流体を遠位端部で放出するために、前部シリンダ10の遠位端部の極く近い位置に、フラッシングホースまたは管110がそれぞれ通ずる中央中空グット76と77が各々設けられている。その位置、すなわち管82の近位端部部分は、流体と内側で接触しないので、その位置で電極2の局部過熱を防止するために、絶縁層86が管82の近位端部部分の外側表面に配置される。前部シリンダ10は金属から作られ、遠位端部におけるその丸い形状は、凝固組織の層が器具の遠位端部の前面でその中に形成されるエッジ腫瘍の治療に好都合に適する。

【0065】

(34)

特表2002-532186

図20および21は、双極電極配置体の別の実施例を示す。両者の場合に基盤構造は、金属または絶縁材料の前部シリンダ10を提供し、この前部シリンダには、担体70に近位端部部分で固定された管82が隣接する。担体70と管82は各々、その遠位端部で流体、その流体は次いで管82の内側表面と接触しながら器具の近位端部に流れ戻すが、を放出するフラッシングホースまたは管110をそれぞれ通過するそれぞれの中央中空ダクト76および77を持つ。図18において、遠位側の管部分82は金属外側表面を有して円筒状第1電極2を形成し、それに隣接する近位側の管部分84は、円筒状第2電極4を形成する金属層88が近位端部で取り付けられた絶縁層87が設けられている。対照的に図19の実施例では、遠位側の管部分82は、遠位端部で金属層88が取り付けられた絶縁層87が設けられ、金属層88は第1電極を形成する。この実施例において、近位側の管部分は第2電極4を形成する。

【0066】

図24は双極電極配置体の別の実施例を示しており、この実施例においては、金属管からなる担体70が楔形の遠位先端12まで延び、且つカニューレの形態にされている。絶縁層87が、遠位先端12から所定の間隔をあけて担体70に取り付けられている。絶縁層87は、その近位領域に金属コーティング88が設けられている。遠位先端12に隣接して円筒状第1電極2が金属外側表面を備えてあり、一方、近位領域での金属コーティング88は円筒状第2電極4を形成する。遠位端部で開放して薬物治療を導入するのに役立つことのできる中空ダクト76が、管を通して延びている。

【0067】

図25および26は、図24に図示された実施例の代替形態を示す。図25の実施例は、金属担体70に取り付けられた絶縁層87と、絶縁層87に取り付けられた金属層88が、それぞれ担体70の楔形遠位先端12に対応するそれぞれの遠位端部を持つ点において図24に示されたものと異なる。

【0068】

図26の実施例において、担体70は楔形の遠位先端を持ち、そしてそれに絶縁層87が取り付けられ、更にその上に金属層88が配備される金属棒（図24

(35)

特表2002-532186

の管状担体70の代わり)の形態である。

【0069】

双極電極配置体1の図示された実施例の総ては、本質的に半径Rの円断面であり、そしてその長さに亘って出来る限り均質な断面である。外径の不規則性は、電極配置体が容易な滑動移動で組織内に導入されるように、最小化されるべきである。

【0070】

図示された実施例の総てにおいて、電極の軸方向長さは実質的に外径の大きさのオーダーである電極の間隔よりも大きい。この寸法により、配置は凝固処理の有利な局部集中と、関係している電場に関して十分な強度を与える。担体70は、可換性または剛性の何れでも良い。

【0071】

フラッシングホースまたは管が空洞の遠位端部でフラッシング流体を放出する総ての実施例において、電極配置体が身体に導入される前に電極の温度制御を与える選択肢がある。すなわち、それを30℃を超えて、そして好ましくは50℃に加熱する。その方法で、電極配置体はより容易に組織内に導入できる。次いで電極配置体が治療位置に到達し、そして実際の熱電凝固が開始されるや否や、最適凝固処理を達成するように、また、組織が電極の部位で乾燥し切ることを防止するために、そして組織が電極に強固に焼かれることなしにより高いパワーレベルとより強い電場を適用できるようにするために、器具は冷却される。

【0072】

図27は前部シリンダ10を示しており、この前部シリンダは、例えばアルミニウムまたはチタンまたはチタン合金からなっており、そしてその前部シリンダは、陽極酸化によって、すなわち近位端部領域に、絶縁要素50を形成するセラミック層が設けられている。絶縁要素50の仕切り52は前部シリンダの近位端部に形成され、そしてそのケーシング壁58は前部シリンダ10の軸方向の長さ部分を囲んで外側で延在している。

【0073】

図28および29は、図25に示されるように金属管80の中空ダクト77中

(36)

特許2002-532186

に挿入される接続線90の、螺旋スプリング形式92での端部部分を示しており、そしてその接続線は、管80の内壁に径方向の接触圧力を受け、その内壁と接触する。絶縁層87が金属管80の上に図示されている。

【図面の簡単な説明】

- 【図1】 外科器具用双極電極配置体の第1実施例の縦断面図である。
- 【図2】 双極電極配置体の第2実施例の縦断面図である。
- 【図3】 双極電極配置体の第3実施例の縦断面図である。
- 【図4】 双極電極配置体の第4実施例の縦断面図である。
- 【図5】 双極電極配置体の第5実施例の縦断面図である。
- 【図6】 双極電極配置体の第6実施例の縦断面図である。
- 【図7】 双極電極配置体の第7実施例の縦断面図である。
- 【図8】 第7実施例の横断面図である。
- 【図9】 双極電極配置体の第8実施例の縦断面図である。
- 【図10】 第8実施例の横断面図である。
- 【図11】 双極電極配置体の第9実施例の縦断面図である。
- 【図12】 第9実施例の横断面図である。
- 【図13】 双極電極配置体の第10実施例の横断面図である。
- 【図14】 双極電極配置体の第11実施例の横断面図である。
- 【図15】 双極電極配置体の第12実施例の側面図である。
- 【図16】 第12実施例の縦断面図である。
- 【図17】 絶縁材料の先端状前部シリンドを備える双極電極配置体の第13実施例の縦断面図である。
- 【図18】 金属先端状前部シリンドを備える第13実施例の縦断面図である。
- 【図19】 金属前面球面状前部シリンドを備える第13実施例の縦断面図である。
- 【図20】 双極電極配置体の第14実施例の縦断面図である。
- 【図21】 双極電極配置体の第15実施例の縦断面図である。
- 【図22】 双極電極配置体の第16実施例の縦断面図である。

(37)

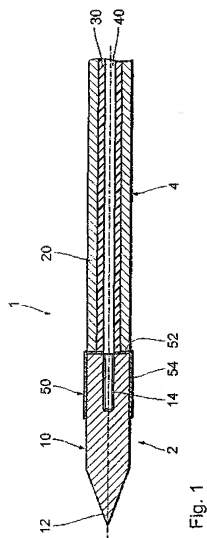
特許2002-532166

- 【図23】 双極電極配置体の第17実施例の縦断面図である。
- 【図24】 双極電極配置体の第18実施例の縦断面図である。
- 【図25】 第18実施例の代案形式の縦断面図である。
- 【図26】 第18実施例の第2代案形式の縦断面図である。
- 【図27】 セラミック材料で部分的にコーティングされた前部シリンダの透視図である。
- 【図28】 電極接続用接続線の端部部分を示す。
- 【図29】 セラミックコーティングされた金属管と管の内部に配置された接続線から形成される電極の透視図である。

(38)

特表2002-532186

【図1】



特表2002-532186

(39)

【図 2】

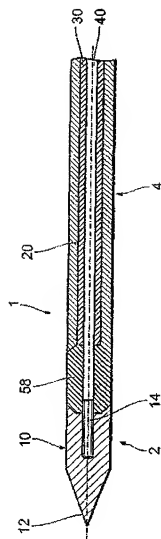


Fig. 2

特表2002-532186

(40)

【図3】

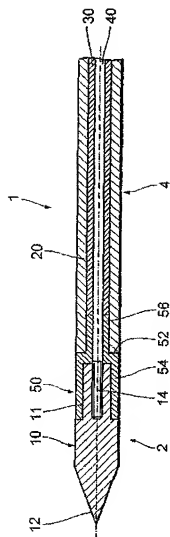


Fig. 3

特表2002-532186

(F1)

【図4】

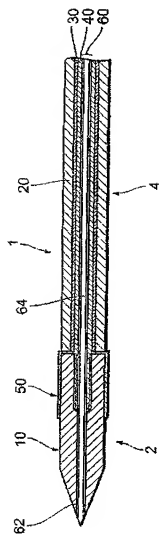
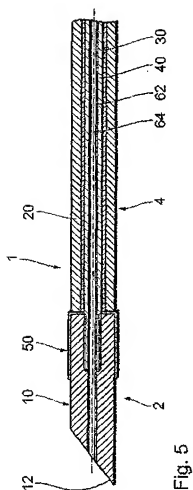


Fig. 4

特表2002-532186

(42)

【図5】



(43)

特表2002-532186

【图 6】

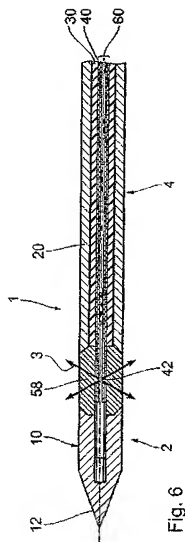


Fig. 6

特表2002-532186

(44)

【図 7】

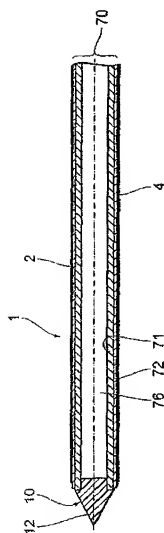


Fig. 7

【図 8】

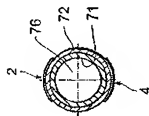


Fig. 8

特表2002-532186

(45)

【図 9】

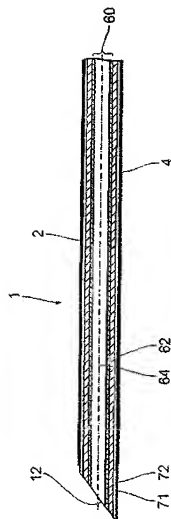


Fig. 9

【図 10】

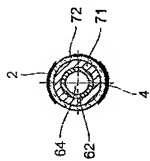


Fig. 10

特表2002-532186

(46)

【図11】

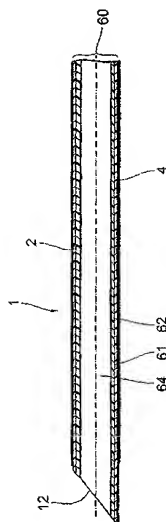


Fig. 11

【図12】

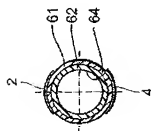


Fig. 12

特表2002-532186

(47)

【図13】

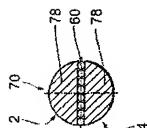


Fig. 13

【図14】

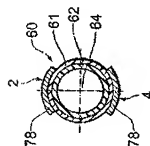


Fig. 14

(48)

特表2002-532186

【図15】

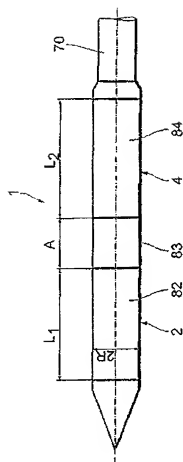
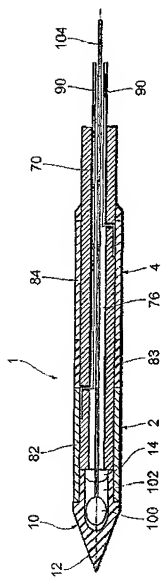


Fig. 15

(49)

特表2002-532186

【圖 16】



特表2002-532186

(50)

【図17】

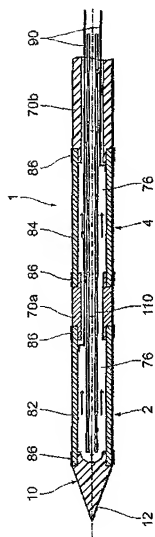


Fig. 17

(51)

特表2002-532186

【図18】

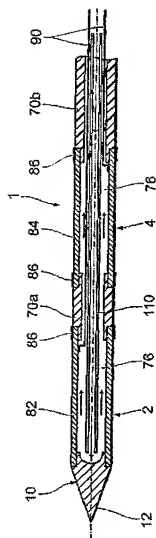


Fig. 18

(52)

特表2002-532186

【図19】

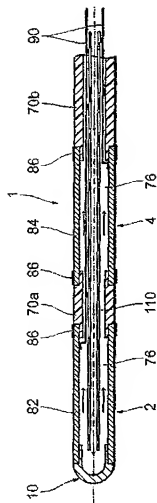


Fig. 19

(53)

特表2002-532186

【図20】

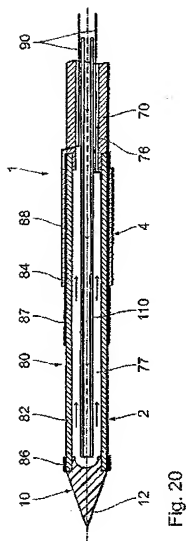


Fig. 20

(54)

特表2002-532186

【図 21】

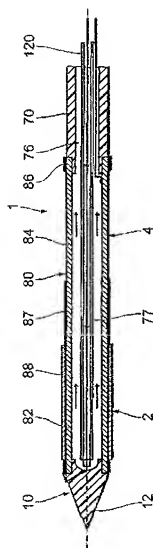


Fig. 21

(55)

特表2002-532186

【図22】

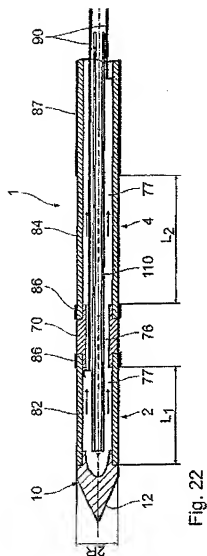


Fig. 22

(56)

特表2002-532186

[図 23]

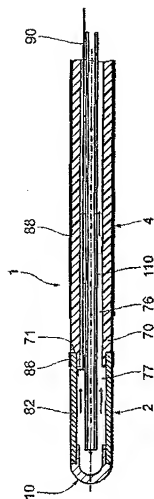


Fig. 23

特表2002-532186

(57)

【図24】

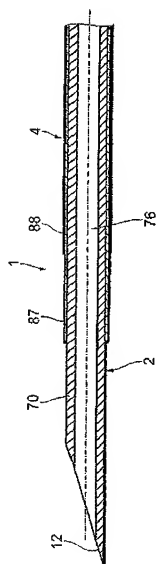


Fig. 24

特表2002-532186

(58)

【図25】

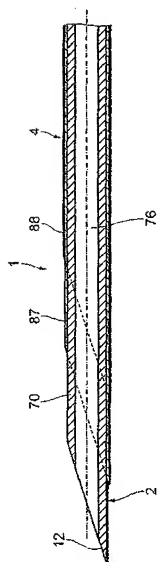


Fig. 25

(59)

特表2002-532186

【図26】

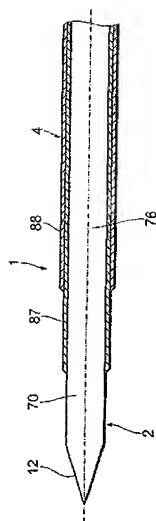


Fig. 26

(60)

特表2002-532186

【図27】

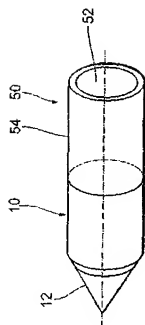


Fig. 27

【図28】

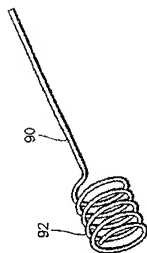


Fig. 28

(61)

特表2002-532186

【図29】

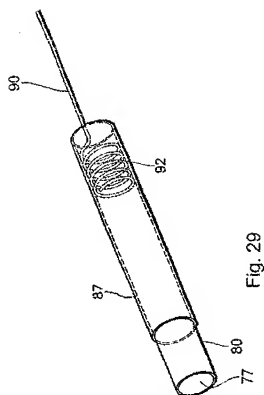


Fig. 29

(62)

特表2002-532186

【手続補正書】特許協力条約第34条補正の翻訳文提出書

【提出日】平成13年2月7日(2001.2.7)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】請求項1

【補正方法】変更

【補正内容】

【請求項1】 組織内の熱電凝固用外科器具のための電極配置体であって、
遠位側の尖端(12)と円筒状の第1電極(2)とを備えて、上記器具の遠位
端部に配置された導電性前部シリンダ(10)と、

円筒状第2電極(4)を備えて前部シリンダに近位側で隣接する管状外部導体
(20)と、

前部シリンダ(10)および外部導体(20)の間の絶縁要素(50)とを含
んでおり、上記電極(2、4)は交流電源に接続可能であり、

上記外部導体(20)中の棒状内部導体(40)と、上記内部導体(40)お
よび上記外部導体(20)の間の絶縁管(30)とを含んでいる、外科器具のた
めの電極配置体において、

上記外部導体(20)および上記前部シリンダ(10)が、実質的に同じ外径
寸法であることを特徴とする、外科器具のための電極配置体。

(63)

特許2002-532188

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/EP 99/10079
A CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 : A61B18/14 A61B18/22 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 : A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Character of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevance to claims No.
X	WO 97 00647 A (GYRUS MEDICAL LTD :GOBLE COLIN CHARLES OWEN (GB); GOBLE NIGEL MARK) 9 January 1997 (9.01.97) page 7, line 30- page 8, line 2 figure 15, line 19- page 16, line 14; figure 3	1, 10, 12, 14, 15, 21, 22
A	---	9
P, A	DE 197 29 699 A (LASER UND MEDIZIN TECHNOLOGIE) 11 March 1999 (11.03.99) -----	
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family names.		
* Special categories of cited documents: "A" documents defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "X" earlier documents not published on or after the international filing date "L" documents which may serve directly as priority documents or which at least in substance are publication state of another division or other related claims (as specified) "O" documents referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "T" documents published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "F" late documents published after the international filing date as priority documents and up to which date, the applicant has failed to substantiate the possible or likely materiality of the invention "C" documents of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or obvious to the applicant or to persons skilled in the art without the document in question "J" documents of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or obvious to the applicant or to persons skilled in the art without the document in question and one or more other such documents, each contribution being relevant to a person skilled in the art "S" documents mentioned in the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 18 May 2000 (18.05.00)		Date of mailing of the international search report 2 August 2000 (02.08.00)
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office Frazzetta No.		Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (national sheet) (July 1992)

(64)

特表2002-532186

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP 99 / 10079

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(C)(ii) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos. :
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos. :
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos. :
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As at least one claim could not be searched without effect justifying an additional fee, this Authority did not receive payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically: claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims, it is created by claims Nos.:
- 1-22, 71, 75-78, 81

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

(Form PCT/ISA/210 (continuation of first sheet (1)) (July 1992))

(65)

特表2002-532186

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP 99/10079

Additional matter PCT/ISA/210

1. Claims Nos. 1-22, 71, 75-78, 81

Electrosurgical bipolar electrode arrangement provided for carrying out a coagulation that comprises a cylindrical electrode whose exterior is insulated and which is positioned inside the other electrode.

2. Claims Nos. 23-35, 71, 75-78, 81

Electrosurgical bipolar electrode arrangement provided for carrying out a coagulation, whereby the electrodes are configured in the shape of strips and they extend along the support.

3. Claims Nos. 36-41, 71, 75-78, 81

Electrosurgical bipolar electrode arrangement provided for carrying out a coagulation that contains rod profiles which are connected by one or more insulating spacers and which form the electrodes.

4. Claims Nos. 42-65, 71, 75-78, 81

Electrosurgical bipolar electrode arrangement provided for carrying out a coagulation, whereby the electrodes are cylindrical tube sections made of metal which are axially aligned with the support at a predetermined distance.

5. Claims Nos. 67-71, 75-78, 81

Electrosurgical bipolar electrode arrangement provided for carrying out a coagulation, whereby the metallic front cylinder forms the first electrode, and a metal layer applied to the support at a predetermined axial distance from the front cylinder forms the second electrode.

6. Claims Nos. 72-82

Electrosurgical bipolar electrode arrangement provided for carrying out a coagulation, whereby a distal section of the support forms the first electrode and an insulating layer is applied to the support in an adjacent section. A cylindrical metal layer is applied as a second electrode to the section arranged at a predetermined axial distance from the first electrode.

Form PCT/ISA/210 (section abstract) (July 1992)

(66)

特表2002-532186

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP 99/10079

7. Claims Nos. 83-85

Electrosurgical bipolar electrode arrangement provided for carrying out a coagulation, whereby at least one of the connecting leads has a section made of resilient metal which seizes in a radially outward manner against the inner surface of the tube or tube section in the hollow channel of the tube or tube section.

Form PCT/ISA/G10 (extra sheet) (July 1992)

(67)

特表2002-532186

INTERNATIONAL SEARCH REPORT Information on patent family members			International Application No. PCT/EP 99/10079		
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
NO 9700647 A	09-01-1997	AU 5613296 A	09-01-1997		
		AU 718619 B	23-09-1998		
		AU 6132195 A	22-01-1997		
		BR 9606421 A	16-06-1999		
		CA 2179144 A	24-12-1996		
		CA 2224858 A	09-01-1997		
		CN 1193266 A	16-08-1998		
		EP 0754437 A	22-01-1997		
		EP 0771176 A	07-05-1997		
		JP 9616223 A	14-01-1997		
		JP 11597857 T	13-07-1999		
		US 6656746 A	02-05-2000		
		US 6004319 A	21-12-1999		
		AU 703433 B	25-03-1999		
		AU 6132096 A	22-01-1997		
		BR 9602864 A	22-04-1998		
		CA 2234975 A	09-01-1997		
		EP 0533593 A	08-04-1996		
		NO 9706646 A	09-01-1997		
		JP 11507856 T	13-07-1999		
		US 6927501 A	22-02-2000		
		ZA 9605227 A	08-01-1997		
		GB 2306970 A	16-07-1997		
		DE 19739689 A	11-03-1999	NO 9911186 A	11-03-1999
				EP 1069308 A	21-06-2000

Form PCT/ISA/210 (part 1) (April 2003)

(68)

特表2002-532186

 フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY,
 DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, I
 T, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ
 , CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML,
 MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, K
 E, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW
), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU,
 TJ, TM), AL, AM, AT, AU, AZ, BA,
 BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, C
 Z, DE, DK, EE, ES, FI, GB, GD, GE
 , GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
 JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, L
 R, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN
 , MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU,
 SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, T
 R, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA
 , ZW

